



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 028 387 A1 2009.12.24**

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 028 387.8**

(22) Anmeldetag: **13.06.2008**

(43) Offenlegungstag: **24.12.2009**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 23/06 (2006.01)**
G06T 5/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Ludwig, Jasmina, 91052 Erlangen, DE;

Mertelmeier, Thomas, Dr., 91058 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

US 2005/00 58 240 A1

US 2008/01 07 324 A1

DE 10 2005 050917 A1

**Buzug, T.: Einführung in die
Computertomographie.
Mathematisch-physikalische Grundlagen der
Bildrekonstruktion. Springer ISBN -13
978-3-540-20808-2(2005), S. 189-199**

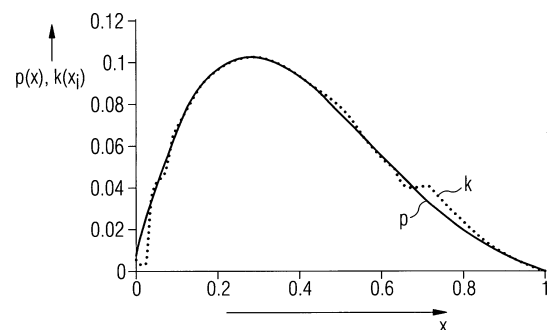
**Mertelmeier, T. [u.a.]: Optimizing filtered
backprojection reconstruction for a breast
tomosynthesis prototype device. Proceedings
of SPIE, Vol. 6142(2006), 61420F 1-12**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Tomographisches Bildrekonstruktionsverfahren zum Erzeugen eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt und nach diesem Verfahren arbeitende bildgebende Einrichtung**

(57) Zusammenfassung: Bei einem tomographischen Bildrekonstruktionsverfahren zum Erzeugen eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt aus einer Mehrzahl von unter verschiedenen Projektionswinkeln (α_j) aufgenommenen digitalen Projektionsdaten (P_{α_j}) sowie bei einer nach diesem Verfahren arbeitende bildgebende Einrichtung wird für eine gefilterte Rückprojektion im Ortsfrequenzbereich ein durch eine erste analytische Funktion gebildeter erster analytischer Filterkern ($p(x)$) ermittelt, der zumindest in einem Bereich der Ortsfrequenz (x) einem für ein Modell iterativ bestimmten diskreten Filterkern ($k(x_i)$) angenähert ist, und die Rückprojektion wird mit einem aus dem ersten analytischen Filterkern ($p(x)$) berechneten und durch eine zweite analytische Funktion gebildeten zweiten analytischen Filterkern ($q(x)$) durchgeführt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein tomographisches Bildrekonstruktionsverfahren zum Erzeugen eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt. Außerdem bezieht sich die Erfindung auf eine nach diesem Verfahren arbeitende bildgebende Einrichtung.

[0002] Bei der tomographischen Bildrekonstruktion handelt es sich um ein computergestütztes Verfahren, mit dem es möglich ist, aus unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommenen Projektionsdaten, ein zweidimensionales Schnittbild oder ein dreidimensionales Volumenbild des Untersuchungsobjektes zu erzeugen.

[0003] Hierzu sind eine Vielzahl von mathematischen Algorithmen bekannt, zu denen auch iterative algebraische Rekonstruktionsverfahren zählen, die sich insbesondere für die mit Röntgenstrahlung arbeitende konventionelle Computertomographie (CT) als auch für die ebenfalls mit Röntgenstrahlung arbeitende Tomosynthese als besonders geeignet herausgestellt haben.

[0004] Bei der Tomosynthese handelt es sich um ein Bildgebungsverfahren, bei dem mit einem digitalen Röntgendetektor von einem Untersuchungsobjekt Einzelbilder oder Projektionsdaten in einer Mehrzahl von verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen werden. Aus diesen unter verschiedenen Projektionswinkeln in einem beschränkten Winkelbereich, beispielsweise zwischen -25° und $+25^\circ$ relativ zur Normalen der Empfangsfläche des Röntgendetektors aufgenommenen digitalen Einzelbildern, d. h. aus den zu diesen Einzelbildern gehörenden Bilddaten, kann dann durch Bildrekonstruktionsverfahren ein dreidimensionaler Bilddatensatz erzeugt werden, der beispielsweise aus einer Mehrzahl von Schichtbildern besteht, die jeweils eine parallel zur Empfangsfläche des Röntgendetektors orientierte Schicht der Brust wiedergeben. Die Tomosynthese wird beispielsweise in der Mammographie zur Erzeugung dreidimensionaler Röntgenbilder der Brust eingesetzt.

[0005] Die mit einem iterativen algebraischen Rekonstruktionsverfahren erzeugten tomosynthetischen Schichtbilder weisen dabei im Hinblick auf die Unterscheidbarkeit von dichtem und weniger dichtem Gewebe eine sehr hohe Ähnlichkeit mit konventionellen Mammographiebildern auf, so dass deren Interpretation durch den mit solchen Mammographiebildern vertrauten Radiologen erleichtert ist.

[0006] Von Nachteil sind jedoch die mit iterativen algebraischen Rekonstruktionsverfahren einhergehenden langen Rechenzeiten. Aus diesen Gründen wird sowohl bei der konventionellen CT als auch bei der

Tomosynthese in der Regel als Rekonstruktionsverfahren die sogenannte gefilterte Rückprojektion verwendet.

[0007] Bei der gefilterten Rückprojektion werden die vom Röntgendetektor bereitgestellten Messdaten gefiltert und anschließend auf eine Volumenmatrix – das digitale dreidimensionale Bild eines Teilvolumens des Objektes – rückprojiziert. Sie ist eines der vielversprechendsten Rekonstruktionsverfahren, da sie auf einem analytischen Algorithmus beruht, der aus der Abtastgeometrie abgeleitet werden kann und numerisch sehr effizient und stabil ist.

[0008] Ein wesentliches Problem bei der gefilterten Rückprojektion ist dabei die Bereitstellung geeigneter Filter, mit denen es möglich ist, für das jeweils verwendete physikalische Messverfahren und die jeweils verwendete Geometrie, beispielsweise konventionelle CT oder Tomosynthese mit eingeschränktem Winkelbereich, tomographische Bilder mit hoher Aussagekraft zu erzeugen, um gutartige von bösartigen Veränderungen unterscheiden und die Zahl der fehlerhaften Befunde, d. h. die Zahl der verdächtigen Befunde, die von nicht bösartigen Veränderungen hervorgerufen sind, und die Zahl der nicht entdeckten bösartigen Tumore, reduzieren zu können.

[0009] Ein besonders erfolversprechender Ansatz hierzu ist aus der DE 10 2005 050 917 A1 bekannt, bei der ein für die gefilterte Rückprojektion geeigneter diskreter Filterkern mit einem iterativen algebraischen Rekonstruktionsverfahren berechnet wird. Diese diskreten Filterkerne können dann anstelle von üblichen Filterkernen in der gefilterten Rückprojektion eingesetzt werden. Damit ergibt sich die gewünschte Bildqualität bei einer kurzen Rechenzeit. Die mit diesem Verfahren berechneten diskreten Filterkerne sind mit einem Testobjekt, beispielsweise ein Drahtmodell, erzeugt und im Hinblick auf dieses Testobjekt, nicht jedoch im Hinblick auf ein reales Untersuchungsobjekt und die konkrete diagnostische Fragestellung optimiert. Eine solche Optimierung würde die Verwendung einer Vielzahl solcher durch iterative algebraische Rekonstruktion berechneten diskreten Filterkerne mit entsprechend hohem Mess- und Rechenaufwand erfordern.

[0010] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein tomographisches Bildrekonstruktionsverfahren zum Erzeugen eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt anzugeben, bei dem die Vorteile der gefilterten Rückprojektion mit den Vorteilen der iterativen algebraischen Bildrekonstruktion kombiniert sind. Außerdem liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine nach diesem Verfahren arbeitende bildgebende Einrichtung anzugeben.

[0011] Hinsichtlich des Verfahrens wird die Aufgabe gemäß der Erfindung gelöst mit einem Verfahren mit

den Merkmalen des Patentanspruches 1.

[0012] Gemäß diesen Merkmalen wird bei dem tomographischen Bildrekonstruktionsverfahren ein Bild von einem Untersuchungsobjekt aus einer Mehrzahl von unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommenen digitalen Projektionsdaten durch eine gefilterte Rückprojektion erzeugt, wobei zunächst ein durch eine erste analytische Funktion gebildeter erster analytischer Filterkern ermittelt wird, der zumindest in einem Bereich der Ortsfrequenz einem für ein Testobjekt iterativ bestimmten diskreten Filterkern angenähert ist, und wobei anschließend die Rückprojektion mit einem aus dem ersten analytischen Filterkern berechneten und durch eine zweite analytische Funktion gebildeten zweiten analytischen Filterkern durchgeführt wird.

[0013] Durch die Ermittlung eines durch eine erste analytische Funktion darstellbaren analytischen Filterkerns aus einem iterativ mit einem algebraischen Rekonstruktionsverfahren bestimmten diskreten Filterkern, d. h. die Approximation des diskreten Filterkerns durch eine kontinuierliche Funktion, aus dem durch mathematische Operationen ein zweiter analytischer Filterkern berechnet werden kann, ist eine hohe Flexibilität bei der Ermittlung eines für die jeweilige Problemstellung optimierten Filterkernes möglich.

[0014] Die Berechnung des zweiten analytischen Filterkerns erfolgt vorzugsweise derart, dass dieser eine dem ersten analytischen Filterkern ähnliche Gestalt, d. h. ähnliche Kurvenform hat und insbesondere bei der tomosynthetischen Bildrekonstruktion mit zunehmender Ortsfrequenz zunächst ansteigt, ein Maximum sowie einen anschließenden Wendepunkt aufweist, bei einer oberen Grenzfrequenz annähernd den Wert Null annimmt und vorzugsweise bei der Frequenz Null einen positiven Wert hat. Dadurch bleiben die vorteilhaften Eigenschaften des iterativen Filterkerns weitgehend erhalten.

[0015] Insbesondere bei der tomosynthetischen Bildrekonstruktion hat sich eine Approximation der ersten und/oder zweiten analytischen Funktion durch ein Polynom 4-ten Grades als besonders geeignet herausgestellt.

[0016] Hinsichtlich der Einrichtung wird die Aufgabe gemäß der Erfindung mit einer bildgebenden Einrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruches 9 gelöst.

[0017] Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den jeweiligen Unteransprüchen angegeben.

[0018] Die Erfindung wird in den Zeichnungen beispielhaft anhand einer bildgebenden Röntgeneinrichtung für die Tomosynthese sowie anhand von Filter-

kernen veranschaulicht, die für die gefilterte Rückprojektion bei der Tomosynthese optimiert sind.

[0019] Es zeigen:

[0020] [Fig. 1](#) eine bildgebende Einrichtung gemäß der Erfindung in einer schematischen Prinzipdarstellung,

[0021] [Fig. 2](#) ein Diagramm, in dem ein mit einem iterativen algebraischen Rekonstruktionsverfahren berechneter diskreter Filterkern sowie ein an diesen approximierter erster analytischer Filterkern gegen die normierte Ortsfrequenz aufgetragen ist,

[0022] [Fig. 3](#) bis [Fig. 7](#) jeweils Diagramme, in denen aus dem ersten analytischen Filterkern abgeleitete zweite analytische Filterkerne gegen die normierte Ortsfrequenz aufgetragen sind.

[0023] Gemäß [Fig. 1](#) umfasst die bildgebende Einrichtung, im Ausführungsbeispiel ein für die Erzeugung tomosynthetischer Bilder vorgesehenes Mammographiegerät, eine Röntgenröhre **2** zum Erzeugen von Röntgenstrahlen **3**, die ein Untersuchungsobjekt **4** durchqueren. Bei dem Untersuchungsobjekt **4** handelt es sich um eine weibliche Brust, die zwischen einer Kompressionsplatte **6** und einer Lagerplatte **8** eingebettet ist. Die das Untersuchungsobjekt **4**, die Kompressionsplatte **6** und die Lagerplatte **8** durchquerenden Röntgenstrahlen **3** werden von einem großflächigen digitalen Röntgendetektor **10** empfangen, der aus einer Vielzahl von in einem matrixförmigen Array angeordneten Einzeldetektoren **12** aufgebaut ist, und dessen Empfangsfläche **11** parallel zu den Kompressionsplatten **6**, **8** angeordnet ist.

[0024] Die Röntgenröhre **2** ist in einem begrenzten Bereich zum Untersuchungsobjekt ortsveränderbar angeordnet, und kann beispielsweise in einem begrenzten Winkelbereich φ_1, φ_2 um eine zur Zeichenebene senkrechte Achse M in unterschiedliche Winkelpositionen $j = 1 \dots n$ geschwenkt werden, so dass vom Untersuchungsobjekt **4** mit verschiedenen Projektionswinkeln α_j relativ zur Normalen **13** der Empfangsfläche **11** des Röntgendetektors **10** Einzelbilder erzeugt werden können. Der Winkelbereich φ_1, φ_2 muss dabei nicht symmetrisch zur Normalen **13** angeordnet sein. Diese Einzelbilder bzw. die diesen jeweils zugeordneten Projektionsdaten P_{α_j} werden in einer einen Bildrechner enthaltenden Steuer- und Auswerteeinrichtung **14** durch Rekonstruktion zu einem tomosynthetischen 3D-Röntgenbild T zusammengesetzt und auf einem Monitor **18** dargestellt. Der Röntgendetektor **10** ist während der Schwenkbewegung der Röntgenröhre **2** ortsfest. Grundsätzlich ist es jedoch auch möglich, den Röntgendetektor **10** gemeinsam mit zu schwenken oder der Schwenkbewegung der Röntgenröhre **2** folgend linear zu verschieben.

[0025] Auch eine Bewegung der Röntgenröhre **2** auf einer begrenzten linearen Bahn statt des Schwenks ist zulässig, so dass die Höhendifferenz zwischen Röntgendetektor **10** und Röntgenröhre konstant bleibt. Diese lineare Bahn muss ebenfalls nicht notwendigerweise symmetrisch zur Normalen **13** verlaufen. Bei dieser linearen Bewegung erfolgt ein Ausrichten der Röntgenröhre **2** auf das Untersuchungsobjekt **4**, so dass auch in diesem Fall vom Untersuchungsobjekt **4** Einzelbilder unter verschiedenen Projektionswinkeln α_i aber in einem begrenzten Winkelbereich aufgenommen werden.

[0026] Die Steuerung der Winkelposition j oder im Falle einer linearen Verschiebung der Linearposition und der Ausrichtung der Röntgenröhre **2** sowie ihrer Betriebsparameter erfolgt durch Steuersignale S , die von der Steuer- und Auswerteeinrichtung **14** generiert werden. Mit Hilfe von Eingabeelementen, im Beispiel sinnbildlich veranschaulicht durch eine Tastatur **16**, können verschiedene, nachfolgend erläuterte, für die gefilterte Rückprojektion verwendete analytische Filterkerne vom Benutzer ausgewählt und eine mit diesen Filterkerne erfolgende Bildrekonstruktion durchgeführt werden.

[0027] Für die in [Fig. 1](#) beispielhaft dargestellte bildgebende Einrichtung wird nun für ein Testobjekt, beispielsweise ein Drahtmodell, mit einem aus der DE 10 2005 050 917 A1 bekannten Verfahren für jeden Projektionswinkel iterativ ein diskreter Filterkern für die gefilterte Rückprojektion bestimmt. Ein solcher für die Filterung im Frequenzbereich iterativ bestimmter diskreter Filterkern $k(x_i)$ ist in [Fig. 2](#) für den Projektionswinkel $\alpha = 0^\circ$ gegen die durch das Verhältnis aus Ortsfrequenz v und Nyquistfrequenz v_g gegebene normierte Ortsfrequenz $x = v/v_g$ für diskrete normierte Ortsfrequenzen x_i aufgetragen und durch Punkte wiedergegeben. Dieser diskrete Filterkern $k(x_i)$ kann nun näherungsweise durch einen ersten analytischen, d. h. durch eine erste analytische Funktion darstellbaren ersten Filterkern $p(x)$ approximiert werden, der durch die durchgezogene Kurve wiedergegeben ist. Im Ausführungsbeispiel erfolgt die Approximation des diskreten iterativen Filterkerns $k(x_i)$ durch ein Polynom 4. Grades

$$p(x) = p_4x^4 + p_3x^3 + p_2x^2 + p_1x + p_0 \text{ mit } p(x_i) \approx k(x_i),$$

[0028] Für die gefilterte Rückprojektion im Fourierraum kann nun anstelle des in einer Look-up-Tabelle gespeicherten diskreten Filterkerns $k(x_i)$ der durch die in [Fig. 2](#) wiedergegebene Kurve p dargestellte erste analytische Filterkern $p(x)$ verwendet werden. Ein solcher diskreter Filterkern $k(x_i)$ und ein zugehöriger erster analytischer Filterkern $p(x)$ wird nun für jeden Projektionsdatensatz P_{α_j} erstellt. Die Verwendung solcher erster analytischer Filterkerne $p(x)$ ermöglicht nun eine einfache Optimierung des Filterkerns, um die Bildeigenschaften der mit der gefilter-

ten Rückprojektion erzeugten tomosynthetischen Schichtbilder angepasst an die einer Untersuchung zugrundeliegende diagnostische Fragestellung zu verändern, indem beispielsweise eine weitgehende Übereinstimmung mit dem Bildeindruck erzielt wird, den bei der konventionellen Mammographie erzeugte Bilder vermitteln.

[0029] Hierzu wird aus dem ersten analytischen Filterkern $p(x)$ ein durch eine zweite analytische Funktion darstellbarer zweiter analytischer Filterkern $q(x)$ ermittelt, der aus dem ersten analytischen Filterkern $p(x)$ durch Parametrisierung einer durch ein Polynom 4. Grades darstellbaren zweiten analytischen Funktion $Q(x)$ mit frei wählbaren Parametern D , N und C durch die folgenden Vorschriften hervorgeht:

$$Q(x) = Q_4x^4 + Q_3x^3 + Q_2x^2 + Q_1x + Q_0$$

$$Q_0 = Dp_0$$

$$Q_4 + Q_3 + Q_2 + Q_1 + Q_0 = 0$$

$$Q(x_1) = Cp(x_1)$$

$$Q(x_3) = Cp(x_3)$$

$$Q'(x_2) = 0 \text{ für } x_2, \text{ bei der } p'(x_2) = 0$$

(Q' und p' sind erste Ableitungen nach x)
und

$$q(x) = Q(x/N) \text{ mit } q(x) = 0 \text{ für } x \geq N$$

[0030] Die Stützstellen x_1 , x_2 und x_3 befinden sich vorzugsweise in den folgenden Intervallen:
 $0,25 \leq x_1 \leq 0,35$; $0,2 \leq x_2 \leq 0,3$; $0,8 \leq x_3 \leq 1$.

[0031] In den in [Fig. 2](#) bis [Fig. 6](#) dargestellten Ausführungsbeispielen wurden die folgenden Stützstellen verwendet:

$$x_1 = 0,3, x_2 = 0,28 \text{ und } x_3 = 0,99$$

[0032] Mit Hilfe des Parameters C kann der Kontrast des rekonstruierten Bildes verändert werden. Mit $Q_0 \neq 0$ kann das Rekonstruktionsergebnis als Kombination von ungefilterter und gefilterter Rückprojektion interpretiert werden, wobei der Parameter D den Anteil der ungefilterten Projektion bestimmt. Der Parameter D beeinflusst damit die Unterscheidbarkeit unterschiedlich dichter Gewebearten, z. B. Fettgewebe und Drüsengewebe. Der Parameter N bestimmt die cut-off-Ortsfrequenz und entspricht einer oberen Grenzfrequenz. Er beeinflusst das Bildrauschen und ermöglicht die Anpassung des Filterkerns an die Ortsauflösung, d. h. den Abstand der jeweils gegebenenfalls gebint (die Bilddaten mehrerer Detektorelemente sind zusammengefasst) verwendeten Detektorelemente des Röntgendetektors.

[0033] **Fig. 3** zeigt den Einfluss des Parameters D auf die Kurvenform des zweiten analytischen Filterkerns $q(x)$. Die durchgezogene Kurve a entspricht dem ersten analytischen Filterkern $p(x)$ ($p(x) = Q(x) = q(x)$, wenn $C = 1$, $D = 1$ und $N = 1$). Die durch die gestrichelte Kurve b und die strichpunktierte Kurve c wiedergegebenen Filterkerne sind aus diesem ersten analytischen Filterkern $p(x)$ durch Änderung des Parameters D abgeleitet. Der Kurve b ist der Parameter $D = 0,125$ zugeordnet. Zur Kurve c gehört der Parameter $D = 2$.

[0034] Die allein durch Variation des cut-off-Parameters N bewirkte Änderung der Kurvenform des ersten analytischen Filterkerns $p(x)$ ist im Diagramm der **Fig. 4** veranschaulicht. Kurve d gehört zu $N = 0,8$, Kurve e zu $N = 0,5$ und Kurve f zu $N = 0,3$.

[0035] **Fig. 5** zeigt den Einfluss des Parameters C. Kurve l gehört zu $C = 0,8$, Kurve m zu $C = 0,5$ und Kurve n zu $C = 0,3$.

[0036] Die im Diagramm der **Fig. 6** wiedergegebene Kurve o gehört zu den Parametersatz $D = 1$, $C = N = 0,8$.

[0037] Alternativ zu der vorstehend erläuterten Vorgehensweise bei der Ermittlung des zweiten analytischen Filterkerns $q(x)$ kann dieser durch die folgenden Vorschriften erzeugt werden:

$$Q_a(x) = p(x) + \lambda_a(1 - x)^n$$

mit $\lambda_a > -p$ und n eine natürliche Zahl mit $n \leq 4$

$$Q_b(x) = Q_a(x) + \lambda_b(x/x_2)^n \text{ für } x \leq x_2,$$

$$Q_b(x) = Q_a(x) + \lambda_b((x - 1)/(x_2 - 1))^n \text{ für } x > x_2$$

wobei $|\lambda_b| < 1$ und der erste analytische Filterkern $p(x)$ bei x_2 maximal ist.
und

$$q(x) = Q_b(x/N) \text{ mit } q(x) = 0 \text{ für } x \geq N.$$

[0038] Der Einfluss der Parameter λ_a und λ_b ist in **Fig. 7** veranschaulicht. Dort sind in einem Diagramm der erste analytische Filterkern $p(x)$ sowie durch die vorstehenden Formeln berechneten Hilfsfunktionen $Q_a(x)$ und $Q_b(x)$ in einer Prinzipskizze für positive Parameter λ_a und λ_b gegen die Ortsfrequenz x aufgetragen. Durch die vorstehend angegebenen Berechnungsvorschriften mit $n < 4$ sind auch die Hilfsfunktionen $Q_a(x)$ und $Q_b(x)$ Polynome 4. Grades.

[0039] Die Berechnungsvorschriften für den zweiten analytischen Filterkern sind vorzugsweise so gewählt, dass der zweite analytische Filterkern $q(x)$ eine dem ersten Filterkern $p(x)$ ähnliche Form hat, d. h. wie im vorliegenden Beispiel der erste Filterkern $p(x)$

mit zunehmender Ortsfrequenz zunächst ansteigt, ein Maximum (Maximum des ersten Filterkerns $p_{\max} = p(x_{\max})$) sowie einen anschließenden Wendepunkt aufweist und bei $x = N$ annähernd den Wert Null annimmt.

[0040] Alternativ zu der vorstehend geschilderten Vorgehensweise, gemäß der für jeden Projektionswinkel α_j (**Fig. 1**) ein nur diesen zugeordneter erster analytischer Filterkern $p_j(x)$, aus dem bei diesem Projektionswinkel α_j ermittelten diskreten Filterkern $k_j(x_i)$ abgeleitet und daraus jeweils ein zweiter analytischer Filterkern $q_j(x)$ berechnet wird, können in einer vereinfachten Ausführungsform auch alle Projektionen mit demselben zweiten analytischen Filterkern $q(x)$ gefiltert werden. Hierzu wird aus den für jeden Projektionswinkel α_j jeweils iterativ bestimmten diskreten Filterkernen $k_j(x_i)$ ein mittlerer diskreter Filterkern ermittelt, der dann durch einen ersten analytischen Filterkern $p(x)$ approximiert wird, aus dem wiederum durch Parametrisierung ein zweiter analytischer Filterkern $q(x)$ berechnet wird, der für alle Projektionswinkel α_j verwendet wird.

[0041] Die erfindungsgemäßen zweiten analytischen Filterkerne können außerdem mit anderen Filtern kombiniert werden, wobei insbesondere eine Kombination mit dem aus T. Mertelmeier, J Orman, W. Haerer, M. K. Kumar, Optimizing filtered backprojection reconstruction for a breast tomosynthesis prototype device, Proc. SPIE Proc. 6142, 61420F-1-12 (2006) bekannten sogenannten „Slice Thickness“-Filter, mit dem Artefakte reduziert werden und mit dem eine Einstellung der Dicke der in einem Schichtbild wiedergegebenen Schicht möglich ist.

[0042] Darüber hinaus können die mit einem Filterkern gemäß der Erfindung rekonstruierten Schichtbilder zusätzlich mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung nachbearbeitet werden, um beispielsweise die Darstellung des Randbereiches der Brust zu verbessern (peripheral equalization).

Bezugszeichenliste

2	Röntgenröhre
3	Röntgenstrahlen
4	Untersuchungsobjekt
6	Kompressionsplatte
8	Lagerplatte
10	digitaler Röntgendetektor
11	Empfangsfläche
12	Einzeldetektor
13	Normale
14	Steuer- und Auswerteeinrichtung
16	Tastatur
18	Monitor
D	Parameter
M	Achse

S	Steuersignale
T	3D-Röntgenbild
a, b, c, d, e, f, l, m, n	Kurve
φ_1, φ_2	Winkelbereich
P_{α_j}	Projektionsdaten
α_j	Projektionswinkel
$k(x_i)$	diskreter Filterkern
$p(x)$	erster analytischer Filterkern
$q(x)$	zweiter analytischen Filterkernes
$Q_a(x), Q_b(x)$	Hilfsfunktionen
λ_a, λ_b	positive Parameter

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 102005050917 A1 [[0009](#), [0027](#)]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- T. Mertelmeier, J Orman, W. Haerer, M. K. Kumar, Optimizing filtered backprojection reconstruction for a breast tomosynthesis prototype device, Proc. SPIE Proc. 6142, 61420F-1-12 (2006) [[0041](#)]

Patentansprüche

1. Tomographisches Bildrekonstruktionsverfahren zum Erzeugen eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt aus einer Mehrzahl von unter verschiedenen Projektionswinkeln (α_j) aufgenommenen digitalen Projektionsdaten (P_{α_j}), bei dem für eine gefilterte Rückprojektion im Ortsfrequenzbereich ein durch eine erste analytische Funktion gebildeter erster analytischer Filterkern ($p(x)$) ermittelt wird, der zumindest in einem Bereich der Ortsfrequenz (x) einem für ein Modell iterativ bestimmten diskreten Filterkern ($k(x_i)$) angenähert ist, und bei dem die Rückprojektion mit einem aus dem ersten analytischen Filterkern ($p(x)$) berechneten und durch eine zweite analytische Funktion gebildeten zweiten analytischen Filterkern ($q(x)$) durchgeführt wird.

2. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, bei dem der zweite analytische Filterkern ($q(x)$) mit zunehmender Ortsfrequenz (x) zunächst ansteigt, ein Maximum sowie einen anschließenden Wendepunkt aufweist und bei einer oberen Grenzfrequenz (N) annähernd den Wert Null annimmt.

3. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 2, bei dem der zweite analytische Filterkern ($q(x)$) bei der Ortsfrequenz $x = 0$ einen positiven Wert hat.

4. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 2 oder 3, bei dem die erste und/oder zweite analytische Funktion ein Polynom 4-ten Grades ist.

5. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem für jeden Projektionswinkel (α_j) ein zweiter analytischer Filterkern ($q_j(x)$) bestimmt wird, der jeweils aus einem ersten analytischen Filterkern ($p_j(x)$) abgeleitet ist, der zumindest in einem Bereich der Ortsfrequenz (x) einem an einem Modell für diesen Projektionswinkel (α_j) jeweils iterativ bestimmten diskreten Filterkern ($k_j(x_i)$) angenähert ist.

6. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem für alle Projektionswinkel (α_j) derselbe zweite analytische Filterkern ($q_j(x)$) verwendet wird.

7. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 6, bei dem der zweite analytische Filterkern ($q(x)$) auf der Grundlage eines mittleren diskreten Filterkerns ermittelt wird, der durch Mittelwertbildung aus zu unterschiedlichen Projektionswinkeln (α_j) iterativ bestimmten diskreten Filterkernen ($k_j(x_i)$) gebildet ist.

8. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem der zweite analytische Filterkern ($q(x)$) mit einem Slice-Thickness-Filter kombiniert wird.

9. Bildgebende Einrichtung zum Erzeugen eines tomographischen 3D-Röntgenbildes (T) mit einer zu einem Untersuchungsobjekt (**4**) ortsveränderbar angeordneten Röntgenquelle (**2**) und mit einem digitalen Röntgendetektor (**10**) zum Aufnehmen von digitalen Projektionsdaten (P_{α_j}) mit verschiedenen Projektionswinkeln (α_j) sowie mit einer Auswerteinrichtung (**14**) zum Verarbeiten der vom Röntgendetektor (**10**) bereitgestellten Detektorsignale und einer darin implementierten Software zur Rekonstruktion eines tomographischen 3D-Röntgenbildes (T) mit einem Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

FIG 1

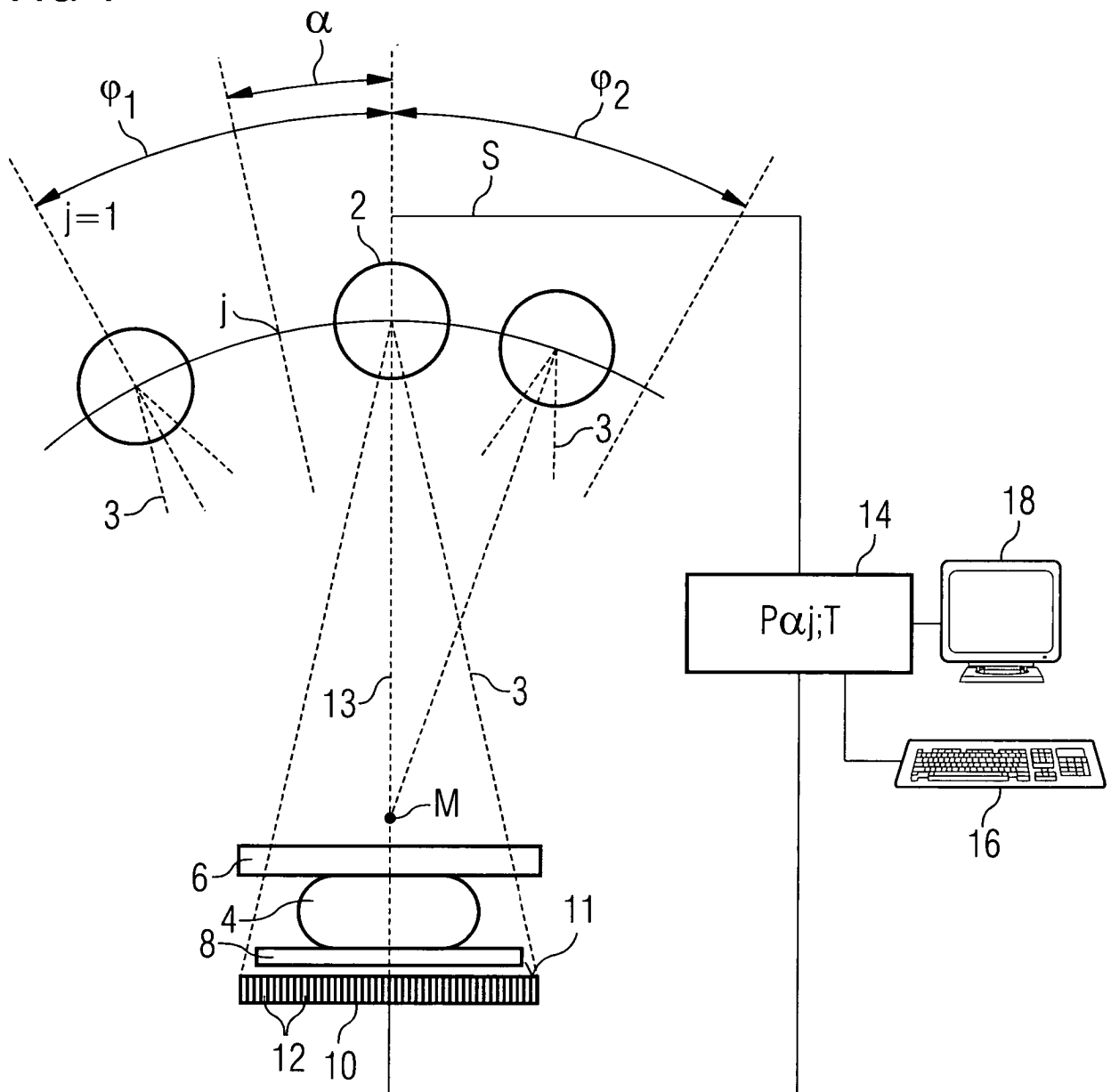


FIG 2

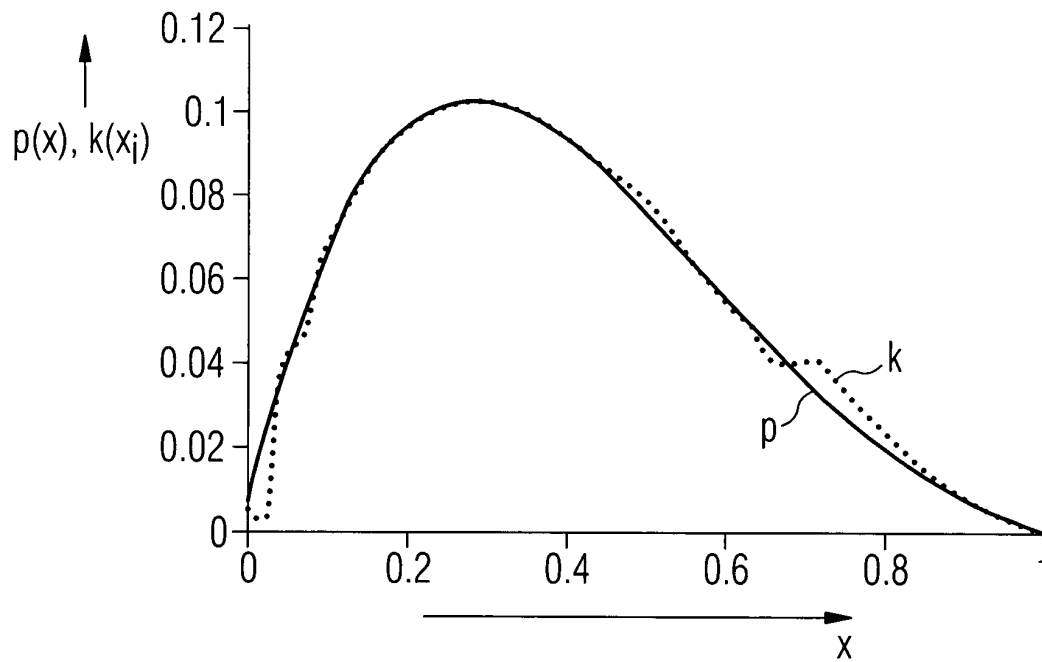


FIG 3

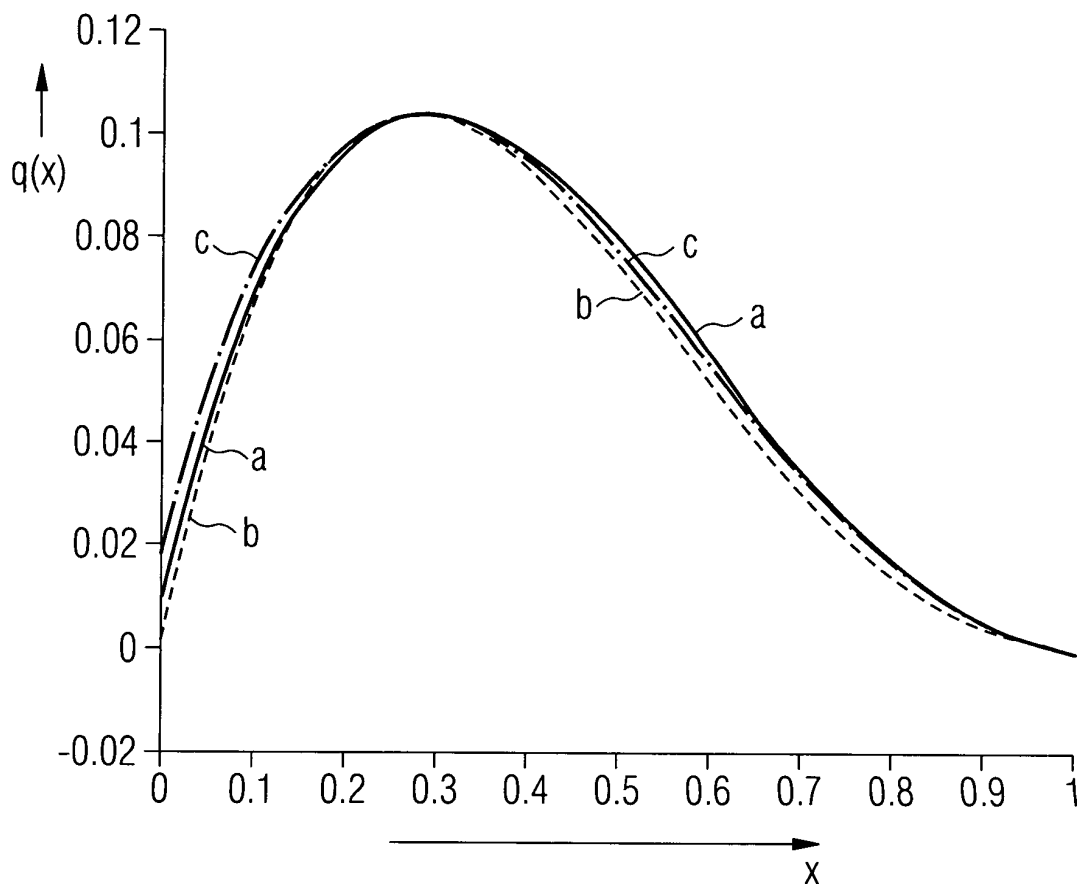


FIG 4

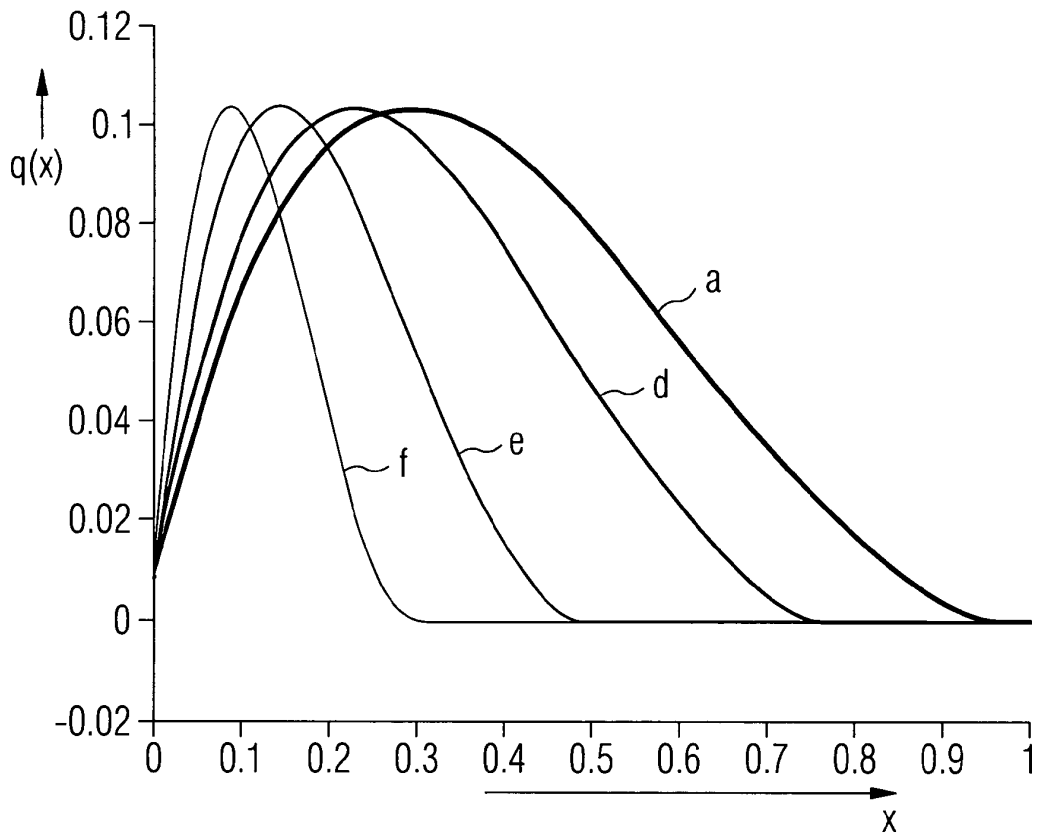


FIG 5

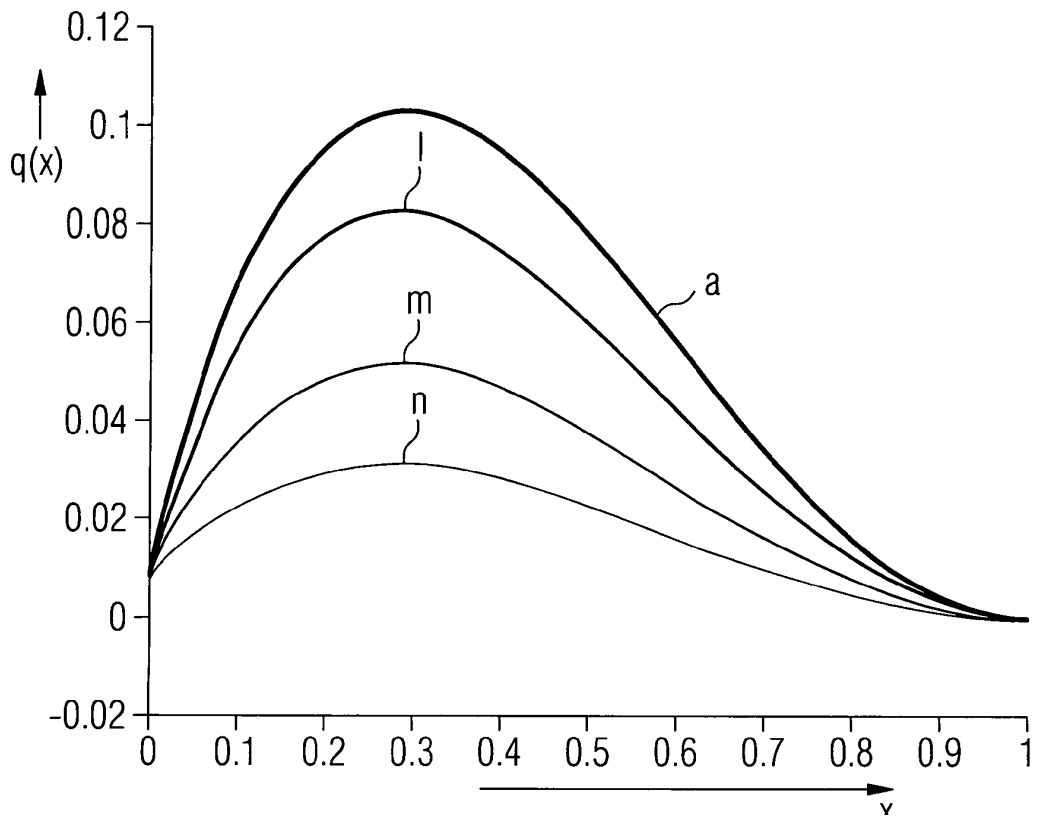


FIG 6

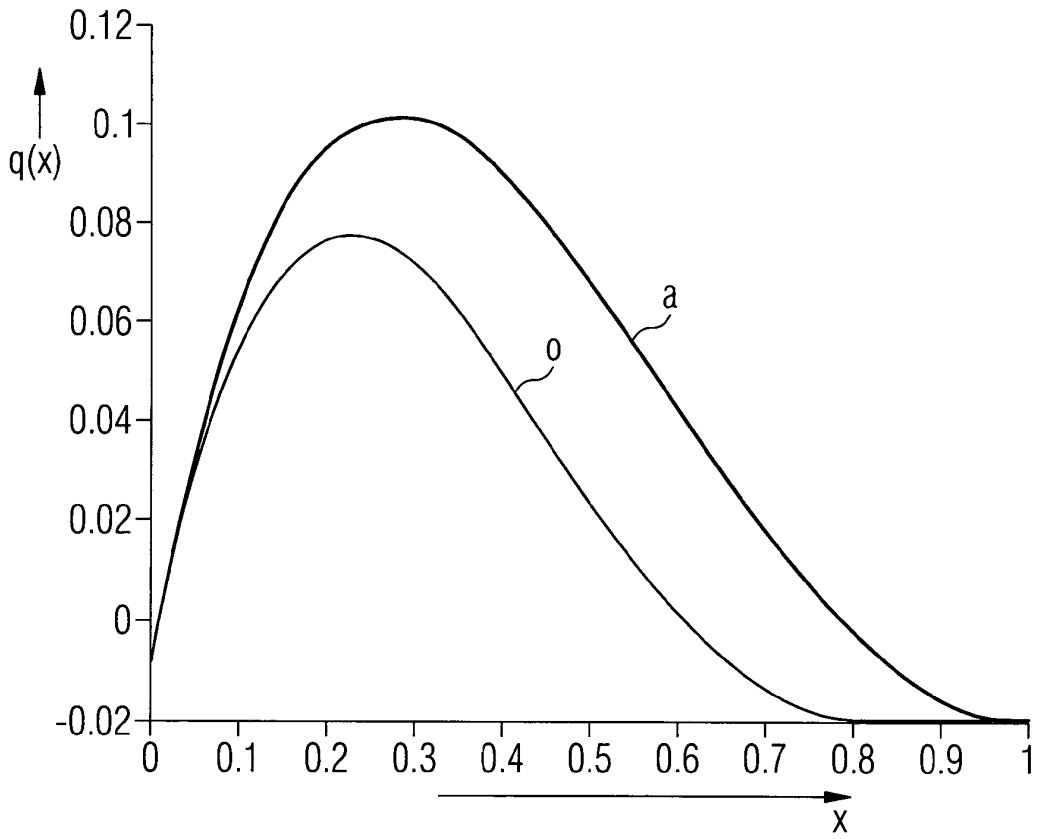


FIG 7

